

RÉPUBLIQUE FRANÇAISE

INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE

PARIS

(11) N° de publication :
(A n'utiliser que pour les
commandes de reproduction).

2 485 790

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 80 13966

(54) **Système de filtration, à effet modulable à distance et appareil de radiologie comportant un tel système.**

(51) **Classification internationale (Int. Cl. 3). G 21 K 3/00; A 61 B 6/00; G 01 N 23/02.**

(22) **Date de dépôt..... 24 juin 1980.**

(33) (32) (31) **Priorité revendiquée :**

(41) **Date de la mise à la disposition du
public de la demande..... B.O.P.I. — « Listes » n° 53 du 31-12-1981.**

(71) **Déposant : Société dite : COMPAGNIE GENERALE DE RADIOLOGIE, société anonyme, rési-
dant en France.**

(72) **Invention de : Jean Caugant et Jacques Dale.**

(73) **Titulaire : Idem (71)**

(74) **Mandataire : Michel Pierre, Thomson-CSF, SCPI,
173, bd Haussmann, 75360 Paris Cedex 08.**

La présente invention concerne un système de filtration primaire à effet modulable à distance. Elle permet en particulier d'égaliser les contrastes d'une image acquise par un appareil de radiologie.

5 La pratique des examens des corps matériels par le moyen d'images obtenues à l'aide de faisceaux d'un rayonnement se heurte au problème des contrastes. En effet, quand dans un corps examiné sont situés deux organes de densités d'absorption très
10 différentes, il peut survenir que l'un des organes soit masqué par l'autre. C'est par exemple le cas de la radiographie de la région cardiaque masquée par les poumons de densité réduite.

Il est connu dans l'art antérieur deux solutions à ce problème. Tout d'abord, il a été proposé
15 l'usage de récepteurs de l'image radiologique dont la courbe de sensibilité en fonction des expositions réduit l'écart entre les traces laissées par les deux organes voisins de densités trop
20 différentes. Cette solution aboutit à une compression de la dynamique d'image et donc à une perte d'informations.

Il a aussi été proposé des systèmes de filtration primaire dont la présente invention est un
25 perfectionnement. Un tel système est interposé entre la source des rayons de haute énergie et le corps examiné. Il permet de diminuer la dose de rayons envoyés sur le pourtour du faisceau d'émission. Ce système est décrit dans la revue "Radiology", Vol 99
30 n° 3, juin 1971 dans un article de MM. EDHOLM et JACOBSON intitulé "Primary X-Ray dodging". Ce

dispositif a l'inconvénient d'être passif et donc non réglable et de plus de nécessiter une intervention d'un opérateur près de la source d'irradiation.

Un autre système, décrit dans le brevet suédois n° 74/05292 du Dr. MATHESSON, est constitué par un diaphragme en iris composé de secteurs triangles absorbants mûs par un moteur à distance mais dont la mise en forme est mal adaptée au profil de l'image à filtrer.

10 L'invention apporte remède à ces inconvénients de l'art antérieur. En effet, l'invention concerne un système de filtration primaire à effet modulable à distance, coopérant avec une chaîne d'acquisition de l'image radiologique comportant au moins une source
15 de rayonnement, un organe récepteur des rayonnements après examen d'un corps et un organe de visualisation et est caractérisé par le fait qu'il comporte au moins un filtre dont le profil est réglable en forme géométrique et en absorption par des moyens moteurs
20 commandés à distance par des moyens de réglage depuis l'organe de visualisation.

Les différents éléments de l'invention vont être maintenant décrits à l'aide d'exemples de réalisation illustrés par les figures qui sont :

- 25 - la figure 1 : un schéma de chaîne radiologique,
- la figure 2 : un schéma de filtre selon l'invention,
- la figure 3 : un détail de la figure précédente.

Le système de filtration primaire selon l'invention comporte donc principalement deux parties

30 distinctes :

- un filtre proprement dit placé sur le chemin du faisceau primaire, donc interposé entre la source des rayonnements et le corps examiné,
- un ensemble de moyens de réglage placé sur l'organe
35 de visualisation.

Cet ensemble permet de réaliser la modulation en géométrie du filtre entièrement réglable dans un plan depuis l'opacification complète (à un facteur de transmission près) jusqu'à la transparence au rayonnement (en position neutre). Etant relié par une liaison électrique au filtre proprement dit, cet ensemble peut être éloigné de la source et donc protéger efficacement l'opérateur contre des irradiations supplémentaires.

De plus, étant situé sur la console de visualisation, la mise en place du filtrage est quasiment instantanée. Cette caractéristique est particulièrement avantageuse en Chirurgie par exemple.

Enfin, le filtre lui-même est construit pour s'adapter à différentes formes géométriques, à différents contours à filtrer. L'invention se caractérise donc aussi par une grande souplesse d'emploi.

La figure 1 montre une chaîne complète d'acquisition de l'image radiologique, comportant un système de filtrage du premier type selon l'invention. La chaîne comporte une source radiologique A et un récepteur de l'image radiologique B placés de part et d'autre d'un corps C à examiner. Ce corps C peut être un patient en Radiologie Médicale ou une structure mécanique en Contrôle Industriel. La source radiologique A comporte une source de rayonnements 1, une chambre de collimation-filtration primaire 2 et un boîtier porte filtre 3. Le récepteur de l'image radiologique comporte un détecteur 4, un organe de traitement des données radiologiques 5, une console de visualisation 6 et un ordinateur graphique 7.

Un faisceau de rayons X 8 issu du foyer 9 de la source de rayonnements 1 traverse les organes 2 et 3, le corps C examiné et vient frapper le détecteur 4.

Selon les cas, la chaîne de traitement peut comporter un traitement numérique, l'image radiologique étant découpée en éléments d'images (picture element : PIXEL dans la littérature anglo-saxonne). L'organe de traitement des données radiologiques 5 commande alors par exemple une visualisation par tube cathodique. La brillance est alors réglée selon une échelle de niveaux de gris et les déviations sont déterminées par l'adresse de chaque élément d'image. L'organe de traitement 5 peut aussi réaliser un traitement couleurs ou d'autres traitements d'images en liaison avec l'ordinateur graphique 7.

La chaîne de traitement peut comporter un affichage direct sur la console de visualisation par exemple au moyen de transducteurs photoniques et d'un dispositif à transfert de charges ou tout autre moyen classique de visualisation en Radiologie.

Le filtre 3 est représenté à la figure 2. Il comporte un châssis 17 et des moyens de maintien 18 des parties mobiles du filtre dans le plan du filtre. Deux groupes mobiles ont été représentés face à face. Chaque groupe est composé d'une pluralité de lames 19, étroites en largeur. L'une d'entre elles a été dessinée figure 3. Elle se présente sous la forme d'un parallélépipède non rectangle. Les faces latérales comme la face 20, sont inclinées d'un angle donné sur la direction principale du faisceau. Cette inclinaison des faces latérales permet d'effacer les traces des lames, si un rayon X pouvait traverser leur interstice.

D'autre part, chaque lame 19 peut comporter une face avant 21, dirigée vers le centre du filtre 3, usinée de façon à présenter un coefficient d'absorption des rayons décroissant au fur et à mesure que l'on accède à la région centrale du filtre non

atténuée.

Chaque lame 19 est percée vers sa face arrière d'un trou 22 destiné à recevoir des moyens de rappel de la lame 19 dans le châssis 17 en dehors du champ du faisceau. A la figure 2, de tels moyens ont été représentés. Ils comportent pour chaque groupe du filtre 3, un câble 23 qui réunit toutes les lames 19 d'un même groupe. Chaque extrémité d'un câble 23 est fixée d'une manière élastique au châssis 17 au moyen d'un ressort 24 bloqué par une rondelle 25 sur une butée 26 solidaire de l'extrémité du câble.

Les lames sont manoeuvrées au moyen de moteurs électriques comme 29. Ceux-ci, par des transformateurs rotation translation, comme le système à vis sans fin 28, repoussent des lames 19 de chaque groupe par des tiges 27.

L'extrémité de chaque tige 27 est solidaire d'une lame 19 particulière, qu'elle entraîne. Le mouvement de chaque lame particulière, actionnée par l'une des tiges 27 est transmis et moyenné par l'intermédiaire du câble 23 ou 39. Un profil comme 40 peut ainsi être réalisé; Sa forme est largement modulable.

Quand le filtre est commandé en position neutre, c'est-à-dire quand il n'est pas mis en action, les rayons du faisceau frappent directement le corps examiné. L'organe de visualisation peut comprendre par exemple, un écran de type télévision. Sur celui-ci, on peut activer de chaque bord droite et gauche, de l'image un index lumineux. Un index lumineux donné, correspond à la position d'une lame 19 particulière du filtre. Une telle lame est en effet en prise directe avec un moteur comme il a été décrit plus haut.

L'opérateur, grâce à une série de potentiomètres à curseur ou à bouton peut déplacer chaque index de façon à cerner le contour de l'organe à sélectionner. Chaque potentiomètre agit d'une part sur l'index lumineux qui lui correspond sur l'écran, d'autre part sur le circuit d'alimentation du moteur électrique qui déplace la lame 19 repérée par l'index lumineux. La liaison entre l'organe de visualisation 6 et le filtre est représenté par la ligne 10 sur la figure 1.

La chaîne d'acquisition de l'image radiologique doit permettre d'obtenir des images stables sur l'écran de visualisation. Ceci peut être pratiqué par exemple avec un tube à mémoire, l'image étant obtenue en une seule exposition. L'opérateur place alors les index lumineux qui réalisent la modulation du filtre, puis relance une deuxième exposition qui vient effacer la première. Cette seconde acquisition fournit l'image radiologique corrigée.

L'écran de visualisation peut être seulement du type à rémanence. L'image doit alors être rafraîchie en permanence par exemple par une suite d'expositions définissant la même image. Par exemple, on pourra envoyer un faisceau de rayons X toutes les secondes pendant deux cents millisecondes. L'égali- sation des contrastes de l'image est visible au cours de la modulation du profil du filtre par la manipulation des index lumineux.

D'autres modes d'acquisition de l'image radiologique peuvent permettre de mettre en oeuvre le système de filtrage selon l'invention.

Pour permettre un filtrage convenable, les lames du filtre doivent avoir des caractéristiques déterminées en fonction des absorbtions présentées par le corps même. L'opérateur doit donc disposer

d'un certain nombre de filtres interchangeable, agissant seuls ou en combinaison, qu'il sélectionne en fonction des besoins de l'examen. Ainsi pour une radiographie du crâne ou pour une radiographie pulmonaire l'opérateur disposera dans chaque cas d'un filtre spécialisé.

La sélection peut être manuelle. Le châssis contenant le filtre est alors introduit dans un logement du boîtier porte filtre.

La sélection peut être automatique. Dans ce cas, un dispositif mécanique sélectionnera le filtre convenable, le positionne et l'introduit dans le boîtier porte filtre.

La sélection peut être télécommandée. Le boîtier porte filtre comporte plusieurs filtres complets dont un seul est sélectionné à la fois, les autres étant bloqués en position neutre. Les dimensions des lames, les rapports de démultiplication des moteurs sont dimensionnés en fonction de la distance du filtre considéré au foyer du tube. Sur la console de visualisation, l'opérateur sélectionne un filtre particulier correspondant à l'examen désiré par le moyen d'un commutateur comportant autant de positions que le boîtier comporte de filtres. La manoeuvre de ce commutateur sélectionne les filtres et bloque les autres en position neutre. L'opérateur module alors la forme du filtre à sa guise.

Le filtre peut aussi comporter plus de deux groupes de lames en vis-à-vis. Ces lames sont rassemblées en groupes répartis uniformément ou non sur le pourtour du châssis. L'augmentation du nombre de groupes de lames peut permettre de réduire les points anguleux du profil de filtrage aux intersections entre groupes.

L'invention est avantageusement associée à une

chaîne d'acquisition des données radiologiques
informatisée En particulier, l'écran de visualisa-
tion 6 peut être géré par un ordinateur graphique 7.
Il peut donc utiliser les différentes ressources
5 de l'infographie interactive. En particulier, le
tracé du profil géométrique du filtre peut être réa-
lisé à l'aide d'un photostyle ou d'une boule graphi-
que. Le choix du profil d'absorbtion peut aussi
être réalisé par voie de programme enregistré.

REVENDICATIONS

1. Système de filtration primaire à effet modulable à distance, coopérant avec une chaîne radiologique comportant une source (1) de rayonnements, un organe (4) récepteur des rayonnements d'un corps examiné et un organe (6) de visualisation, caractérisé par le fait qu'il comporte au moins un filtre (3) dont le profil est réglable en forme géométrique par des moyens moteurs commandés à distance par des moyens de réglage depuis l'organe (6) de visualisation.

2. Système de filtration selon la revendication 1, caractérisé par le fait que le filtre (3) comprend une pluralité de lames (19) de forme approximativement parallélépipédiques et un châssis (17) dans lequel les dites lames (19) coulisent le long de leur grand axe dans un plan perpendiculaire à l'axe central du faisceau de rayonnements.

3. Système de filtration selon la revendication 2, caractérisé par le fait que les lames (19) glissent les unes sur les autres par des faces inclinées (20) d'un angle α sur la direction de l'axe central du faisceau de rayonnements de façon à effacer les bords des lames sur l'organe de visualisation (6).

4. Système de filtration selon la revendication 3, caractérisé par le fait que chaque lame (19) comporte, une face supérieure ou inférieure, perpendiculaire à l'axe central du faisceau, qui est profilée vers le centre du filtre de façon à réaliser une absorption variable dans le plan du filtre.

5. Système de filtration selon la revendication 2, caractérisé par le fait que les lames (19) sont réparties en au moins deux groupes.

6. Système de filtration selon la revendication 5, caractérisé par le fait que les lames (19), réparties en deux groupes, sont disposées face à face dans le châssis.

5 7. Système de filtration selon la revendication 2, caractérisé par le fait que des moyens de rappel élastiques des lames (19) en position neutre sont implantés dans le châssis.

10 8. Système de filtration selon les revendications 6 et 7, caractérisé par le fait que les moyens de rappel élastiques sont constitués de deux câbles (23), chacun passant dans des perçages (22) de chaque lame (19) d'un groupe, et fixés au châssis par des ressorts spiralés (24) avec des têtes (26), à leurs
15 deux extrémités.

9. Système de filtration selon les revendications 2 et 6, caractérisé par le fait que les moyens moteurs sont composés d'une série de micromoteurs associée à chaque groupe de lames.

20 10. Système de filtration selon la revendication 9, caractérisé par le fait que chaque micromoteur est constitué d'un axe (27) appuyant sur une lame (19) particulière d'un groupe, d'un transformateur rotation-translation (28), d'un moteur (29) et d'une
25 alimentation réglable (30).

11. Système de filtration selon les revendications 1, 2 et 10, caractérisé par le fait que les moyens de réglage des moyens moteurs sont constitués par des potentiomètres (30) réglables par curseurs
30 qui déplacent de plus des index lumineux sur un écran de visualisation (6) pour repérer la zone de l'image filtrée.

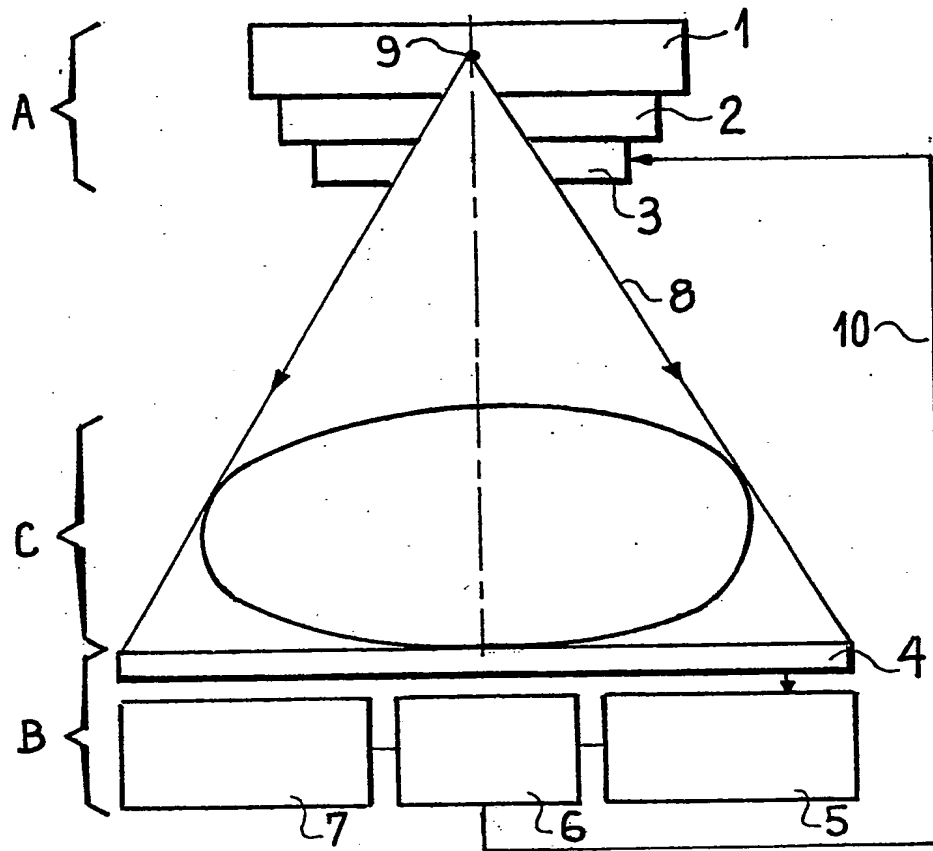
12. Système de filtration selon la revendication 1, caractérisé par le fait que les moyens de
35 réglage comportent des moyens de traçage du profil

de filtrage en géométrie et en absorption sur l'organe de visualisation (6), gérés par un ordinateur graphique (7) associé à l'organe de visualisation (6).

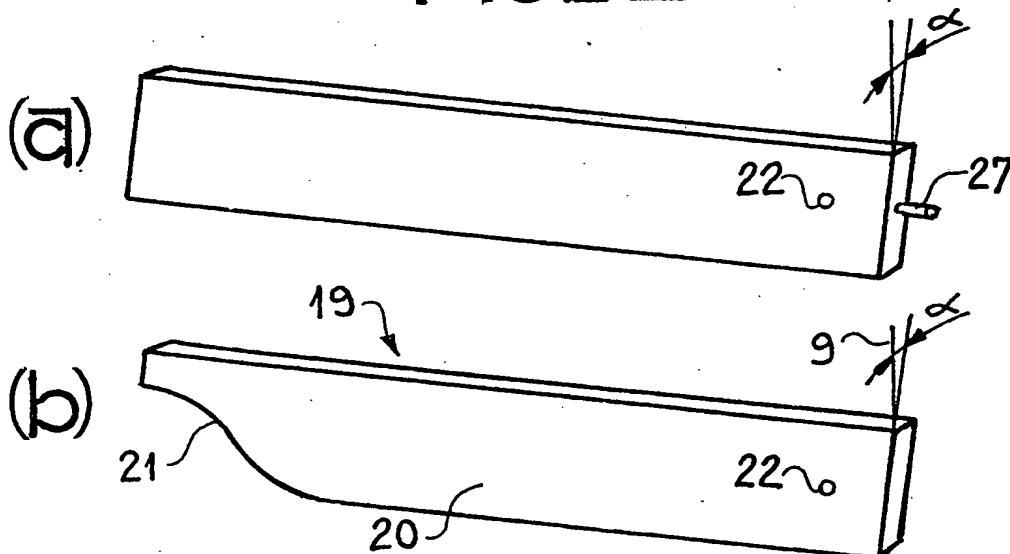
- 5 13. Système de filtration selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé par le fait qu'il comporte plusieurs filtres selon la revendication 2 répartis dans des plans perpendiculaires à l'axe central du faisceau, successivement à partir du diaphragme (2), de façon à
- 10 proposer des caractéristiques de filtrage différentes, à des distances focales différentes et en ce que des moyens de sélection permettent de sélectionner l'un quelconque de ces filtres, depuis l'organe (6)
- 15 de visualisation.

14. Appareil de radiologie comportant un système de filtration selon l'une des revendications précédentes.

1/2
FIG_1



FIG_3



2/2

FIG. 2

